

# PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 02-213341

(43)Date of publication of application : 24.08.1990

(51)Int.Cl.

A61F 2/24

(21)Application number : 01-334683

(71)Applicant : BAXTER INTERNATL INC

(22)Date of filing : 22.12.1989

(72)Inventor : CARPENTIER ALAIN  
LAM HUNG L  
NGUYEN THAN

(30)Priority

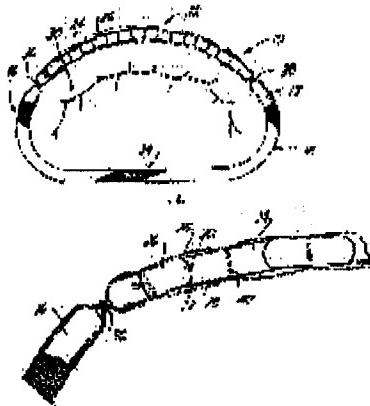
Priority number : 88 290001 Priority date : 22.12.1988 Priority country : US

## (54) ARTIFICIAL FITTING TOOL OF MULTISEGMENT CIRCULAR FORMED RINGS

(57)Abstract:

**PURPOSE:** To give different flexibility at various points around a relating heart valve, by providing sufficiently circular rings in a rate suitable for a ring of a heart valve formed by a main body constituted of two or more segments.

**CONSTITUTION:** Segments 12 are rings substantially opening into a circular form and made a suitable size corresponding to a firm part of a ring of a specific heart value. The end parts 16, 18 of the segments 12 are diverted into mutual directions by applying force. An artificial ring fitting tool 10 includes a multisegment part 32 formed of plural individual segments 24, 26, spherical concave dents 20 are formed on the segments 24, 26, one of those fits for a spherical end part 22 formed complementarily for a neighboring segment 26, and formed by tying a cloth cover 34 substantially covering tightly around the segment 12 and the part 32 by threads 36, 38.



⑩ 日本国特許庁 (JP)      ⑪ 特許出願公開  
 ⑫ 公開特許公報 (A)      平2-213341

⑬ Int. Cl.<sup>9</sup>  
 A 61 F 2/24

識別記号      廷内整理番号  
 7603-4C

⑭ 公開 平成2年(1990)8月24日

審査請求 未請求 請求項の数 15 (全8頁)

⑮ 発明の名称	多分節環状形成リング人工装置	
	⑯ 特願	平1-334683
	⑰ 出願	平1(1989)12月22日
優先権主張	⑱ 1988年12月22日 @米国(US) @290,001	
⑲ 発明者	アラン カーバンティ エ	フランス國、パリ 75014 リュ ディド 94
⑲ 発明者	ハン エル。ラム	アメリカ合衆國、カリフォルニア州 91760、ノルコ、カリフォルニア アベニュー 4208
⑲ 発明者	サン ニュイエン	アメリカ合衆國、カリフォルニア州 92646、ハンテイン トン ビーチ、マジック サークル 8312
⑳ 出願人	バクスター インター ナショナル インコーポレーテッド	アメリカ合衆國、イリノイ州 60015、ディアフィール ド、ワン バクスター パークウェイ (番地なし)
㉑ 代理人	弁理士 松原 伸之	外2名

### 明細書

#### 1. 発明の名称

多分節環状形成リング人工装置

#### 2. 特許請求の範囲

1. 二つあるいはそれ以上の分節によって形成された本体を有し、前記本体は、心臓弁の裏のまわりに適合する割合で実質的に円形形状のリングを形成し、前記分節は、決まった位置関係で一緒に保持されている環状形成リング人工装置。
2. 前記個々の分節は、十分に堅固である請求項1記載の環状形成リング人工装置。
3. 前記本体は、三つの実質的に等しい大きさかつ形状の分節から形成される請求項1記載の環状形成リング人工装置。
4. 前記分節の少なくとも一つが、一緒に連接された複数の個々の小さな分節から形成される請求項1記載の環状形成リング人工装置。
5. 前記分節を二つ含み、前記分節の一つは、わずかに曲がった端部を有した実質的に直線状であり、前記第二の前記分節は、前記複数の個々

の小さな一緒に連接した分節から形成される請求項4記載の環状形成リング人工装置。

6. 前記小さな分節は、索状組織で一緒に結ばれている請求項5記載の環状形成リング人工装置。
7. 前記小さな分節の各々は、前記索状組織を通して引っ張られる少なくとも第一の穴が形成されている請求項6記載の環状形成リング人工装置。
8. 前記滑節は、前記分節のまわりを柔軟性カバーで覆い、かつ前記分節の間の位置で前記分節のまわりでしっかりと締めることによって形成されている請求項1記載の環状形成リング人工装置。
9. 前記カバーは、前記隣接する分節の間の索状組織にしっかりと結ばれることによって、しっかりと締められている請求項8記載の環状形成リング人工装置。
10. 前記リング人工装置は、二つの分節を含む請求項9記載の環状形成リング人工装置。
11. 前記リング人工装置は、三つの分節を含む

請求項9記載の環状形成リング人工装置。

12. 前記分節の第一のものは実質的に直線状であり、前記分節の前記他の二つは曲がっている請求項11記載の環状形成リング人工装置。

13. 前記リング人工装置は、曲がった端部を有する第一の実質的に直線状の分節と、前記第一の分節の前記曲がった端部の間に位置されて一緒に連接された複数の分節を含み、前記滑筋が、各前記曲がった端部の間にあり、前記一緒に連接された分節の分筋に隣接して位置されている請求項9記載の環状形成リング人工装置。

14. 前記第一の分節はチタニウムから形成され、前記と一緒に連接された分節はプラスチック物質から形成されている請求項13記載の環状形成リング人工装置。

15. 前記カバー手段は、前記分節のまわりに覆われた繊維であり、経糸が通過できる部位を含む請求項8、9、10又は13記載の環状形成リング人工装置。

### 3. 発明の詳細な説明

疾を防止することにおいて、尖頭の機能を損なうを得る。例えばある病気は、心臓弁の環の拡大をひきおこす。この拡大は、弁の中心から、一つあるいはそれ以上の弁の尖頭を転置する弁の形狀あるいは形の歪みになる。弁の中心から外れる尖頭の転置は、心室の収縮のあいだにおける弁の開閉を、効果的でないものにする。これは、心室の収縮のあいだにおける、血液の逆流あるいは遅れとなる。リューマチ熱あるいは心臓組織の細胞による炎症のような病気は、心臓弁膜の環の歪みあるいは拡大を、ひきおこし得る。他の病気あるいは奇形は、尖頭の歪みになるかもしれない。

損なわれた弁を治療する一つの方法は、完全に外科的な弁の交換である。尖頭の一つが、激しく損傷されたり、奇形であったりするとき、この方法は特に適している。しかしながら、現在利用できる人工心臓弁は、自然の心臓弁ほど永続性がなく、もし患者の心臓弁が完全に残され得るならば、それは通常より好ましいもの

### 【発明の背景】

本発明は、奇形な心臓弁、特に拡大した心臓弁の外科的な矯正のために使用される、人間の自然な心臓のための支持具に関する。

一般に人間の心臓は、これらの弁の中でより重大な三尖弁を有する四つの弁を含んでいる。三尖弁は、右房室間の開口部に位置している。他の重要な弁は、左房室間の開口部に位置する僧帽弁である。これら二つの弁は、心室が収縮するとき、心室から心房内への血液の逆流を阻止しようとする。血液の逆流を阻止するについて、心室が収縮するので、両弁は相当な背圧に耐えることができなければならない。弁の尖頭は、心室の収縮のあいだ尖頭を支持するための繊維だが強力な繊維性の索状組織によって、心臓の筋肉の壁に固定されている。さらに心臓弁の形狀は、心室の収縮のあいだ、血液の逆流を制御することを助けるように、尖頭が互いにつぶれることを確かにしている。

心臓弁に関する病気やある自然の欠陥は、逆

である。

病気あるいは奇形の尖頭を有する弁を保持することは困難であるとはいって、現在実行されている方法は、拡大した弁の環を外科的に矯正できるということを提供する。人工心臓の有する永続性の要因の観点においては、完全な交換をおこなわないで弁を救うことは、望ましことである。

拡大あるいは延長した弁の環の治療のための技術は、一般に環状形成（アニュロプラスティー：annuloplasty）として知られており、それは、弁の環の拡大を抑制するための外科的処置である。この処置において、人工装置が、拡大した弁の環を制限するために、弁の尖頭の基部に締合されている。人工装置は、弁の開閉のあいだ、弁の環の動きを制限する。環状形成において使用される人工装置は、弁の環の治療を促進するように、努めて適正に弁の環を支持するために、十分な剛性を提供するように設計される一方で、弁の開閉のあいだにおける弁の環の

自然な動きにできるだけ近づけて假るようにするために、十分な柔軟性をもまた提供するようにされている。このことは、人工装置が弁の環の治療の後でさえ、普通は保持されているから、特に重要である。

年がたつにつれて、異なったタイプの人工装置が、環状形成手術に使用するために開発されてきた。一般に人工装置は、尖頭に対する弁の環の基部に適合する、環状あるいは部分的に環状の形状をした部材である。初めには、人工装置は、たわまない部材として設計された。初めの関心事は、弁の環の拡大を意義あるように制限した人工装置を開発することにあった。これらの環状人工装置は、金属性あるいは他の堅固な物質から形成され、それは、弁の正常な開閉のあいだにあったとしてもわずかしか曲がらない。堅固な環状形成リング人工装置の例は、1972年4月18日にカーペンティア（Carpentier）に発行された米国特許第3,656,185号、1979年8月14日にクーレイ（Cooley）に発行された米国特許第4,164,046号に開示されている。

ある人工心臓弁はまた、説明した弁人工装置の剛性に類似の剛性を有するたわまない部材で開発された。このタイプの心臓弁の例は、1980年5月27日にベルハウス（Bellhouse）その他に発行された米国特許第4,204,283号、1981年12月22日にカスター（Kaster）に発行された米国特許第4,306,319号に開示されている。

上述したように、堅固な環状形成リング人工装置は、弁の拡大を適切に制限し、弁の環の治療を促進する。しかしながらこの剛性は、弁の環の正常な柔軟性を妨げる。即ち、正常な心臓弁の環は、心臓周期のあいだ連続的に曲がり、そして堅固なリング人工装置は、この動きを妨げる。弁の環が治療された後でさえ、人工装置を保持することが標準であるから、人工装置の剛性は、弁の機能を永久的に損なうであろう。堅固なリング人工装置の有する他の不利は、弁

の環の正常な動きのあいだに、翌けてゆるくなるという宿合の性向である。

他の研究者は、堅固なリング人工装置の不利を克服するために、完全に柔軟な環状リング人工装置の使用を示唆した。このタイプの人工装置は、織物（クロス：cloth）あるいは他の極めて柔軟な材料の部材で形成されている。出来上がった人工装置は、弁の開閉のあいだに、環の拡大に関して、あつたとしてもわずかな抵抗しか提供しない。これらのタイプの環状形成リング人工装置は、増加された柔軟性を提供する一方で、そのような人工装置は、弁の環の拡大による弁の機能障害を矯正することができない。

完全に柔軟なリング人工装置の例は、1981年9月22日にマッサーナ（Massana）に発行された米国特許第4,290,151号に開示され、1976年11月の「胸部手術年報5（Annals of Thoracic Surgery）」（第5）の458頁—463頁にあるカルロス・ディエ・デュラン（Carlos D. Duran）及びホセ・ルイ

ス・エム・ウバゴ（Jose Luis M. Ubago）による「房室間の弁の再建のための、完全に柔軟な人工装置のリングの臨床及び血行動力学の成果（Clinical and Hemodynamic Performance of a Totally Flexible Prosthetic Ring for Atrioventricular Valve Reconstruction）」の記事と、1981年の「心臓血管の手術（Cardiovascular Surgery）1980」の30頁—37頁にあるエム・ブイグ・マッサーナ（M. Puig Massana）その他による「新しい調節リングにおける僧帽弁の環状形成の保存外科（Conservative Surgery of the Mitral Valve Annuloplasty on a New Adjustable Ring）」の記事において検討されている。

なお他の研究者は、外因的な移植のあいだか、リング人工装置として弁の開閉のあいだかにおいて、調節可能である環状形成リング人工装置を示唆した。このタイプの調節可能な人工装置は、たわまない、あるいは少なくとも部分的にたわまない部材と組合って、典型的には設計

されている。例えば、1984年12月25日にリード(Reed)に発行された米国特許番号第4,489,446号に教示されたリング人工装置は、二つの往復運動する部分として弁の弁部材を構成することによって、人工装置の環の自己調節を許容する。しかしながら出来上がった人工装置は、少なくとも一方向に自己調節する一方で、個々の弁部材は堅固な金属から形成される。かくして人工装置は、上記で検討した堅固なリング人工装置と同じ不利をこうむる。

調節可能リング人工装置の他の例は、アーマディ(Ahmadi)その他に発行された米国特許第4,602,911号及び1977年8月23日にエンジェル(Angell)に発行された米国特許第4,042,979号に教示されており、リング周辺の調節の機構を提供している。アーマディその他のものにおいては、リング人工装置体は、機械的なスクリューアッセンブリによって調節されるコイルバネの帯状体である。またこれらのリング人工装置は、上記で検討した

堅固なリング人工装置の不利をこうむる。

エンジェルの人工装置の有するさらなる不利は、調節機構の設計に関する。エンジェルの人工装置は、堅固な部分的な環状部材を含んでいる。この部材の開放端は、引き紐を結めることによって狭めることが可能な間隙を形成する。引き紐を引いて結めれば結めるほど、間隙はより狭くなる。弁の開閉のあいだにリング人工装置に加えられる圧力は、初めに引き紐に向かられる。かくして引き紐の欠陥は、人工装置の環が拡大することを許容し、弁が拡大することを許容することである。

かくして、弁の環の自然の柔軟性をより密接に反映し、その一方で、心臓周期のあいだで、弁の拡大に抵抗するのに十分な程度の剛性を提供する環状弁部材を有する環状形成リング人工装置を設計することが有利であろう。

自然の心臓弁の彈性と、密接に似ている弾性を提供することを試みて設計された環状形成リング人工装置は、1977年11月1日にカ-

ペンティア(Carpentier)に発行された米国特許第4,055,861号に教示されている。カーペンティアに教示された環状形成リング人工装置は、並んだ曲線を形成するように、その停止状態の面で内外全ての方向に、同じ程度でかつ同時に変形されるように記載されている。好みの支持具は、ボリ(エチレンテレフタラート)の円柱状の剛毛の2から8巻きの環状の束の弾性を有するように記載されている。支持具の記載において、個々の剛毛は、折り込まれているか、單に並んだ関係で配設されていてもよい。個々の剛毛の端部は、粘着性物質あるいは結束で結合したり、くっつけたりすることによって一緒に接着されている。

カーペンティアの米国特許第4,055,861号の出来上がったリング人工装置は、单一の柔軟性の程度を有し、それは支持具を構成するのに使用された個々の剛毛の柔軟性に依存し、そして/またはこれらの個々の剛毛の数に依存する。かくしてこの装置は、堅固か完全に柔軟

かのどちらかであり、どちらの場合においてもそのようなリング人工装置は、そのようなタイプのリング人工装置に関連する不利を有しているであろう。

かくして上記で検討した不利をこうむることなしに、弁の環のより自然な柔軟性を与えるリング人工装置を提供することが望ましいであろう。

#### 【発明の要約】

本発明は、関連する心臓弁の周囲のいろいろの点で、異なった柔軟性を与えるリング人工装置を提供することによって、上記で検討した不利を克服する。詳細には、本発明の環状形成リング人工装置は、二つあるいはそれ以上の分筋によって形成された分筋本体を含む。個々の分筋は、実質的に円形であり、かつ関連する心臓弁の環について適合する割合に形成されている。個々の分筋は、たわみ革手によって互いに面して、正しい位置に保持されている。このたわみ革手は、分筋についてすべり止めする柔軟な物

質で分節を覆うことによって形成される。カバーは、互いに隣する分節の動きをさらに抑制するためには、隣接する分節の間に結合されている。一つの実施例において、分節は、柔軟な索状組織によって一緒に連接されている。カバーはまた、心臓弁について人工装置の結合のための位置を提供するため、縫合リングとして機能する。

## 〔好ましい実施例の説明〕

本発明は、添付の図面を参照することによって、当業者により良く理解され、かつ有利性が明らかになると言つてもさしつかえなく、そこでは、同様な参照数字は、いくつかの図中の同様な要素に当てはまる。

本発明は、二尖弁あるいは三尖弁のどちらかの弁の尖頭の基部に適合するように形成されている環状形成リング人工装置を指向している。本発明のリング人工装置は、たわみ難手によって、互いに隣して適正な位置に保持される二つ、あるいはそれ以上の分節から形成されている。このたわみ難手は、この難手に沿って分節がわ

ずかに曲がって、隣接して位置することを許容する。リング人工装置が弁のあたりに正しい位置に固定されているとき、個々の分節はたわみ難手で曲がって、互いに実質的に独立して動く。異なった大きさの分節、及び異なる数の分節の適正な使用によって、人工装置は、それらの周囲に異なった程度の柔軟性を有するように設計され得る。さらに個々の分節を適正に位置することによって、柔軟性が、より大きい柔軟性の程度を必要とする弁の環のそのような範囲に、位置される。

例えば、尖頭が重なる弁の範囲に隣接する区域においては、より大きい柔軟性を有するリング人工装置を提供することが有利であろうということが確定されている。二尖弁で使用するためのリング人工装置は、二つのたわみ難手によって、一緒に連結された少なくとも二つの部分を有して設計され得る。そのとき人工装置は、尖頭が重なるところの弁の範囲に隣接して、各たわみ難手を正しく位置するために、弁の環の

まわりに結合される。同じ程度の柔軟性はまた、適正に一緒に接合されている少なくとも三つの分節の使用によって、三尖弁のために達成され得る。

一実施例によれば、リング人工装置は、リング人工装置の堅固な部分を形成している一般に堅固な分節を含む。リング人工装置の堅部は、小さな分節から形成されている。これらの小さな分節は、柔軟性索状組織によって、一緒に連結されていて、分節の大きさの組合せで、リング人工装置のきわめて柔軟な部分を提供する。リング人工装置のこの部分は、僧帽弁の後部の尖頭に隣接して位置されるであろう。かくして、本発明のリング人工装置では、弁の環の最も高い位置に沿って柔軟性を提供するように設計され得ることが明らかである。

本発明は、第1図及び第2図を参照して、より詳細に説明されるであろう。本発明のリング人工装置の一実施例が、第1図及び第2図において、符号10で一般的に示されている。リン

グ人工装置10は、実施例におけるリングの主要部分は、十分に堅固な分節から形成され、サング人工装置の堅部は、複数のより小さな分節から構成されているものである。

特に、リング人工装置10は、リング人工装置10の周囲の大部分を形成する、第一の十分に堅固な分節を含む。詳細には、分節12は、特定の心臓弁の環の堅固な部分に相応して適合する大きさとされた、実質的に円形形状に開口したリングである。特に、分節12は、特定の心臓弁の環の周囲の約1/2から約2/3の周りに適合するように形成されている。

十分に堅固であると称されている分節12によって、一般的に符号16及び符号18によって示される分節12の端部は、力を加えることによって、互いの方向にそらされてよいことが示されている。曲げの量は、分節が形成されている物質及び分節の大きさに依存している。柔軟性は、端部16及び18に対して力を加えることによって決定されるので、リング人工装置

の分節12のためのバネ率を計算したり、あるいは直接に測定したりすることによって測定され得る。柔軟性がより低くなれば、分節12の柔軟性はより大きくなる。

バネ率は、有限要素分析 (Finite Element Analysis)として知られている概念によって、計算され得る。この概念は、分節12が形成されている物質と、また分節12の寸法を知ることによってバネ率を計算する。この概念のより詳細な検討のために、1981年、ジョン・ウイレイ・アンド・サンズ (John Wiley & Sons) 社発行のウイスコンシン・マディソン大学機械工学部(Department of Engineering Mechanics, University of Wisconsin-Madison) のロバート・ディー・クック (Robert D. Cook)による「有限要素分析の概念及び応用 (Concept and Applications of Finite Element Analysis)」第二版を参照せよ。分節12が小さくなればなるほど、かくして人工装置が小さくなり、リング人工装置にとって柔軟性の程度は大きくな

る。例えば、26ミリメートルのリング人工装置は、1ミリメートルあたり310グラムのリングバネ率を有するであろうが、その一方で、38ミリメートルのリング人工装置は、1ミリメートルあたり452グラムのリングバネ率を有するであろう。

第1図に示されるように、一般的に三日月形状を有する分節12は、第一の実質的に直線状の部分14と、二つの曲がった端部16及び18とを有している。直線状部分14は通常は、一般的に第1図の符号30で見せかけ上で示されている関連される二尖頭の心臓弁の前部の尖頭の基部に沿うか、あるいは、図示しない三尖頭心臓弁の中央の尖頭の基部に沿って適合する寸法とされている。端部16及び18は、心臓弁の環のまわりに適合するように曲げられている。

分節12は軽ましくは、端部16及び18の方向に先細にされている。この先細にすることは、分節12の全体の柔軟性を増加し、あるいは

はより正確には、より低いバネ率を提供する。

リング人工装置10はさらに、複数の個々の分節から形成された多分節部分を含み、個々の分節のうちの二つは、一般的に符号24及び26で示されている。これらの分節24及び26は、分節12の端部のあいだに、端と端とをつなぐ関係で配設されている。これらの分節24及び26は、少なくとも一本の糸28によって、一緒に連接されている。より完全にここで検討されるように、この糸28は、分節24及び26のどちらかの穴に適正に位置されるように、選択的に通されており、これらの分節の最後の二つで結繫されている。

個々の分節24及び26は、一般的に円柱状の形状である一方で、補完的な形状をした端部を有して、分節24及び26の端部が隣接して形成されることが好ましい。このことは、少しは柔軟性を許容する一方で、そのような分節間でのすべりを提供する。例えば、第1図及び第2図に示されるように、分節24は、球状

圓面圓所で形成され、それらのうちの一つは符号20で示され、その中に、それらのうちの一つが符号22で示された、隣接する分節26の補完的に形成された球状端部を適合する。端と端とをつなぐ関係であり、かつ糸28によって一緒に連接された個々の分節24及び26の配置は、分節12の端部16及び18の間に適合する多分節部位32を形成する。多分節部位32は、個々の分節24及び26の數と寸法によって制御された、部位32の全体の柔軟性を有し、個々の分節24及び26の接合部で、一般的に柔軟である。

分節24及び26と一緒に結ぶことは、この多分節部位32の本来の姿を維持する。個々の分節24及び26と一緒に結ぶことを実施するために、各分節は、一般的に個々の分節の中間点に位置する、單一の穴40が形成されている。糸28は、隣接して位置する分節の穴40に、連続的に通される。それから糸28は、端の分節の一方で結繫され、それらのうちの一つが、

第2図の分節26として示されている。

選択的に、図示しない单一の糸が、分節24及び26の隣接するものを、一緒に結ぶために使用されてよい。類似のタイプの多分節部位を形成するためのいかなる他の手段もが、本発明の目的のために適している。

上記したように、本発明のリング人工装置は、個々の分節の間の滑節をさらに含む。図示された実施例において、多分節部位32は、この部位32と分節12との間の形成された滑節を有した、単一の分節として機能する。滑節は、部位32と分節12との隣接する端部の間で、一緒ににはさまれているカバーを有して、分節12と部位32のまわりに実質的にきつく覆われている布カバー(cloth covering)34によって形成されている。図示されているように、カバーは、これらの配置でカバー34のまわりで糸を緊密に結ぶことによって、一緒ににはさまれていて、そのように結ばれた糸が符号36及び38で示される。カバー34は、分節12の端部の間の

部位32の位置を保持するばかりでなく、糸の奥のまわりにリング人工装置を適合するための位置をもまた提供する。

部位32と分節12の端部との間に形成されたたわみ緩手は、少しは柔軟性を与える。さらに、複数の個々の分節24及び26からの部位32の構成は、この位置におけるリング人工装置の柔軟性を高める。分節12及び個々の分節24及び26の適正な寸法によって、人工装置12の全体の柔軟性及び剛性が操作され得る。

分節12、24及び26は、いかなる適していて、かつ生物学的に拒絶反応をおこさない物質から形成される。優先的に、分節12は、チタニウムから形成される一方で、個々の分節24及び26は、プラスチック物質、好みしくは硫酸バリウムの賦形剤を有した、例えばデルリン(Delrin)のような放射線不透過性のプラスチックから形成される。

さて第3図を参照すると、本発明の他の実施例によるリング人工装置が、一般的に符号50

で示されている。リング人工装置50は、三つの分節52、54及び56を含む。分節56は、関連する心臓弁の裏の周囲の約1/3から約1/2までのまわりで適合する寸法であり、実質的に直線状の部材である。二つの分節52及び54は、実質的に等しい長さの曲がった部材であって、分節56の端部の間に位置されている。これら三つの分節52、54及び56は、上記で検討した実施例に類似する方法で分節52、54及び56のまわりをきつく覆った布カバー62によって、互いに面して正しい位置に保持されている。さらに、及び目64、66及び68は、隣接して位置した分節52、54及び56の間のそれぞれの位置で、布カバー62のまわりをきつく引っ張っている。このことは、分節52、54及び56の間で三つの滑節を形成する。

図示された三つの滑節を有するリング人工装置50は、三尖頭心臓弁について配置するのに、特に有用である。より大きくかつ実質的に直線

状の分節56が、心臓弁の中央の尖頭に隣接して位置される一方で、残りのよい小さいが等しい大きさの分節52及び54は、心臓弁の前部及び後部の尖頭に隣接して、通常は配設される。

さらに図示しない本発明の他の実施例によれば、リング人工装置は、二つの、実質的に等しい分節から形成される。この実施例は、二尖頭心臓弁に特に有用であり、リングを心臓弁の基部のまわりに配設して、前部及び後部の尖頭に隣接して各分節を位置させている。

好み実施例が説明されたけれども、様々な変形と代替が、本発明の範囲を逸脱することなくそれについてなされて良い。従って本発明は、図面を用いて説明されたが、限定するものではないことが理解されるべきである。

#### 4. 図面の簡単な説明

第1図は、個々の分節を露出するために、部分的に取り除かれて覆われている織物を有する環状形成リング人工装置の一実施例の平面図である。

特開平2-213341(8)

第2図は、第1図のリング人工装置のいくつかの分節が露出している部位の拡大図であり、たわみ着手と、そのような分節が球状組織を利用して一緒に連接されている方法を図示している。

第3図は、個々の分節とたわみ着手を露出するため、部分的に取り除かれて覆われている織物を有する環状形成リング人工装置の他の実施例の平面図である。

64, 66, 68…結び目

特許出願人

パクスター インターナショナル インコーゴ  
ボレー テッド

代理人 弁理士 松 原 伸 之  
同 同 村 木 潤 司  
同 同 上 島 雄 一

符号の説明

10…リング人工装置	12…分節
14…直線状の部分	16, 18…端部
20…球状凹面凹所	22…球状端部
24, 26…分節	28…糸
32…多分節部位	34…布カバー
36, 38…糸	40…穴
50…リング人工装置	
52, 54, 56…分節	62…布カバー

